

1812004/052865



Europäisches
Patentamt

European
Patent Office

Office européen
des brevets

REC'D 17 NOV 2004

WIPO

POT

Bescheinigung

Certificate

Attestation

Die angehefteten Unterla-
gen stimmen mit der
ursprünglich eingereichten
Fassung der auf dem näch-
sten Blatt bezeichneten
europäischen Patentanmel-
dung überein.

The attached documents
are exact copies of the
European patent application
described on the following
page, as originally filed.

Les documents fixés à
cette attestation sont
conformes à la version
initialement déposée de
la demande de brevet
européen spécifiée à la
page suivante.

Patentanmeldung Nr. Patent application No. Demande de brevet n°

03104161.9 ✓

BEST AVAILABLE COPY

CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT

**PRIORITY
DOCUMENT**
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

Der Präsident des Europäischen Patentamts;
Im Auftrag

For the President of the European Patent Office

Le Président de l'Office européen des brevets
p.o.

R C van Dijk



Anmeldung Nr:
Application no.: 03104161.9 ✓
Demande no:

Anmeldetag:
Date of filing: 12.11.03 ✓
Date de dépôt:

Anmelder/Applicant(s)/Demandeur(s):

Philips Intellectual Property & Standards
GmbH
Steindamm 94
20099 Hamburg
ALLEMAGNE
Koninklijke Philips Electronics N.V.
Groenewoudseweg 1
5621 BA Eindhoven
PAYS-BAS

Bezeichnung der Erfindung/Title of the invention/Titre de l'invention:
(Falls die Bezeichnung der Erfindung nicht angegeben ist, siehe Beschreibung.
If no title is shown please refer to the description.
Si aucun titre n'est indiqué se referer à la description.)

Paralleles MR-Bildgebungsverfahren

In Anspruch genommene Priorität(en) / Priority(ies) claimed / Priorité(s)
revendiquée(s)
Staat/Tag/Aktenzeichen/State/Date/File no./Pays/Date/Numéro de dépôt:

Internationale Patentklassifikation/International Patent Classification/
Classification internationale des brevets:

G01R33/20

Am Anmeldetag benannte Vertragstaaten/Contracting states designated at date of
filing/Etats contractants désignées lors du dépôt:

AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HU IE IT LU MC NL
PT RO SE SI SK TR LI

BESCHREIBUNG

Paralleles MR-Bildgebungsverfahren

Die Erfindung betrifft ein paralleles MR-Bildgebungsverfahren, bei welchem zwei oder mehr MR-Signale parallel aufgenommen und zur Rekonstruktion eines MR-Bildes
5 unter Berücksichtigung von räumlichen Empfindlichkeitsprofilen von Spulenelementen einer zur Aufnahme der MR-Signale verwendeten HF-Spulenordnung miteinander kombiniert werden.

Außerdem betrifft die Erfindung ein MR-Gerät zur Durchführung eines solchen Verfah-
10 rens sowie ein Computerprogramm zur Implementierung eines solchen Verfahrens auf einem MR-Gerät.

Bei der MR-Bildgebung erfolgt üblicherweise die Lokalisierung von Kernmagnetisie-
rung innerhalb des Untersuchungsvolumens eines MR-Gerätes mittels zeitlich veränder-
15 licher, räumlich inhomogener Magnetfelder (Magnetfeldgradienten). Die für die Bild-
rekonstruktion verwendeten MR-Signale werden als Spannung, die in einer das Unter-
suchungsvolumen umgebenden HF-Spulenordnung induziert wird, unter dem Ein-
fluss einer geeigneten Abfolge (Sequenz) von Magnetfeldgradienten- und Hoch-
frequenzpulsen in der Zeitdomäne aufgezeichnet. Die eigentliche Bildrekonstruktion
20 erfolgt dann beispielsweise durch eine Fouriertransformation der Zeitsignale. Durch die
Vorgabe der Sequenz aus Magnetfeldgradienten- und Hochfrequenzpulsen ist die Ab-
tastung des Ortsfrequenzraumes (so genannter "k-Raum") bestimmt, durch welche
wiederum der abzubildende Volumenbereich ("field of view", oder kurz FOV) sowie
die Bildauflösung festgelegt sind. Durch Anforderungen an das FOV und an die Bild-
25 auflösung wird die Zahl der Phasenkodierungsschritte bei der Abtastung des Orts-
frequenzraumes und damit die Dauer der Bildgebungssequenz vorgegeben. Daraus
ergibt sich unmittelbar ein wesentliches Problem der MR-Bildgebung: Die Aufnahme
eines Bildes des kompletten FOV in der gewünschten Auflösung nimmt häufig eine
unerwünscht lange Zeit in Anspruch. Dies gilt insbesondere, wenn nicht nur zwei-
30 dimensionale MR-Bilder sondern auch drei- oder höher dimensionale Bilder, beispiels-
weise mit zusätzlichen spektralen Dimensionen, aufgenommen werden sollen.

Eine große Zahl von technischen Weiterentwicklungen im Bereich der MR-Bildgebung zielen daher darauf ab, die Bildaufnahmezeit zu verkürzen. Apparative Weiterentwicklungen, die ein möglichst schnelles Schalten der Magnetfeldgradienten ermöglichen, sind heute an den Grenzen des technisch Machbaren und insbesondere des für den Patienten physiologisch Zumutbaren angelangt. Für eine Vielzahl von Anwendungen sind jedoch die Aufnahmezeiten immer noch zu lang.

Eine Überwindung der genannten technischen und physiologischen Grenzen der konventionellen MR-Bildgebung scheint durch die in jüngerer Zeit bekannt gewordenen parallelen Verfahren, wie z. B. die so genannte SENSE-Technik ("sensitivity encoding") in Aussicht zu sein (vgl. PRUESSMANN et al.: "SENSE: Sensitivity Encoding for Fast MRI" in Magnetic Resonance in Medicine, Band 42, Seite 952, 1999). Diesem vorbekannten Verfahren liegt die Erkenntnis zugrunde, dass das räumliche Empfindlichkeitsprofil der verwendeten HF-Spulenordnung den MR-Signalen eine Ortsinformation aufprägt, welche bei der Bildrekonstruktion ausgenutzt werden kann. Bei der parallelen, d. h. gleichzeitigen Verwendung von mehreren, separaten Spulenelementen zur Aufnahme der MR-Signale mit jeweils unterschiedlichen räumlichen Empfindlichkeitsprofilen kann durch Kombination der mit unvollständiger Abtastung des Ortsfrequenzraumes aufgenommenen MR-Signale die Aufnahmezeit für ein Bild gegenüber den herkömmlichen Verfahren um einen Faktor reduziert werden, der in günstigen Fällen gleich der Anzahl der verwendeten Spulenelemente ist.

Da bei der SENSE-Bildgebung den räumlichen Empfindlichkeitsprofilen der Spulenelemente der eingesetzten HF-Spulenordnung eine besondere Bedeutung zukommt, kann die Bildrekonstruktion aus den parallel, mit unvollständiger Abtastung des Ortsfrequenzraumes aufgenommenen MR-Signalen nicht, wie dies bei den herkömmlichen MR-Bildgebungsverfahren üblich ist, ausschließlich mittels Fouriertransformation erfolgen. Vielmehr sind bei der SENSE-Bildgebung zur Bildrekonstruktion spezielle Signalverarbeitungstechniken erforderlich.

Die allgemeinen theoretischen Grundlagen der SENSE-Technik sind in dem oben zitierten Artikel von Pruessmann et al. im Einzelnen beschrieben. Im Fall kartesischer Abtastung des Ortsfrequenzraumes wird üblicherweise zunächst für jedes MR-Signal eine konventionelle Fouriertransformation durchgeführt, woraus dann eine der Anzahl
5 der verwendeten Spulenelemente entsprechende Zahl von mit Unterabtastungsartefakten ("aliasing") behafteten Bilddatensätzen resultiert. In einem zweiten Schritt werden so- dann diese intermediären Bilddatensätze zu einem endgültigen MR-Bild kombiniert, wobei die genaue Kenntnis der räumlichen Empfindlichkeitsprofile der einzelnen Spulenelemente der verwendeten HF-Spulenordnung ausgenutzt wird, um die Unterabtastungsartefakte zu eliminieren. Dieser zweite Schritt wird üblicherweise mit Mitteln
10 der linearen Algebra ausgeführt, wozu eine so genannte Entfaltungsmatrix berechnet wird, deren Matrixelemente durch die räumlichen Empfindlichkeitsprofile der Spulenelemente einerseits und durch das Rauschverhalten (Selbstrauschen und gekreuzkorreliertes Rauschen) der Spulenelemente andererseits bestimmt sind.

15

Die parallele Verwendung einer Mehrzahl von Spulenelementen, insbesondere von Oberflächenspulen, die auch als so genannte Phased-Array-Spulen bezeichnet werden, zum Empfang der MR-Signale aus dem Untersuchungsvolumen ist beispielsweise auch aus der WO 95/04947 bekannt. Gemäß diesem vorbekannten Verfahren werden eben-
20 falls mehrere Spulenelemente parallel betrieben, um die jeweils detektierten MR-Signale schließlich zu einem Gesamtbild zu kombinieren. Vorteilhaft ist dabei, dass sich durch den beschränkten räumlichen Empfindlichkeitsbereich der einzelnen Spulenelemente insgesamt ein besonders geringes Bildrauschen in dem rekonstruierten MR-Bild ergibt. Die Kombination einer Mehrzahl von Spulenelementen zur Bildgebung mit
25 möglichst minimalem Bildrauschen ist auch unter der Bezeichnung SYNERGY bekannt. Anders als bei der oben erwähnten SENSE-Technik geht es also bei SYNERGY weniger um die Geschwindigkeit bei der Bildaufnahme als vielmehr darum, die Bildqualität zu optimieren.

30

Es ist bekannt, dass bei parallelen MR-Bildgebungsverfahren das minimal erreichbare Bildrauschen oder, anders ausgedrückt, dass maximal zu erreichende Signal-zu-Rausch-Verhältnis stark von der Geometrie, dem räumlichen Empfindlichkeitsprofil und dem Rauschverhalten der verwendeten HF-Spulenordnung abhängig ist. Insbesondere ist es zur effektiven parallelen MR-Bildgebung erforderlich, dass sich die räumlichen Empfindlichkeitsprofile der einzelnen Spulenelemente der HF-Spulenordnung ausreichend stark voneinander unterscheiden. Problematisch ist bei den aus dem Stand der Technik bekannten parallelen MR-Bildgebungsverfahren in diesem Zusammenhang, dass die zum Einsatz kommenden HF-Spulenordnungen Spulenelemente mit fest vorgegebenen räumlichen Empfindlichkeitsprofilen in einer festen räumlichen Anordnung aufweisen. Je nach Anwendungsfall muss eine spezielle Anordnung der Spulenelemente gewählt werden, damit beispielsweise das zu untersuchende Körperteil eines Patienten optimal abgebildet werden kann. Die Optimierung der HF-Spulenordnungen erfolgt dabei typischerweise experimentell oder durch Computersimulationen. Insgesamt sind die bei den bekannten parallelen MR-Bildgebungsverfahren verwendeten HF-Spulenordnungen nachteiligerweise nicht sehr flexibel einsetzbar.

Ausgehend von diesem Stand der Technik liegt der vorliegenden Erfindung die Aufgabe zugrunde, ein paralleles MR-Bildgebungsverfahren zu schaffen, bei welchem eine universell einsetzbare HF-Spulenordnung Verwendung findet. Dabei soll das Verfahren zur MR-Bildgebung sowohl gemäß der SENSE- als auch gemäß der SYNERGY-Technik nutzbar sein.

Diese Aufgabe löst die Erfindung durch ein paralleles MR-Bildgebungsverfahren, bei welchem zunächst eine Anregung von Kernmagnetisierung im Untersuchungsvolumen eines MR-Gerätes durch Erzeugung wenigstens eines HF-Pulses erfolgt. Gemäß der Erfindung werden sodann parallel zwei oder mehr MR-Signale aus dem Untersuchungsvolumen über zwei oder mehr Empfangskanäle des MR-Gerätes aufgenommen, und zwar unter Verwendung einer HF-Spulenordnung, die eine Anzahl von Spulenelementen umfasst, die größer ist als die Anzahl der Empfangskanäle, wobei auf jedem

Empfangskanal das jeweilige MR-Signal durch gewichtete Überlagerung von Spulensignalen der einzelnen Spulenelemente gebildet wird. Schließlich wird ein MR-Bild aus den aufgenommenen MR-Signalen rekonstruiert, wobei die MR-Signale gemäß der Erfindung unter Berücksichtigung von den einzelnen Empfangskanälen zugeordneten effektiven räumlichen Empfindlichkeitsprofilen miteinander kombiniert werden.

Wesentlich ist bei dem erfindungsgemäßen Verfahren, dass dabei eine HF-Spulenordnung zum Einsatz kommt, die aus einer gegebenenfalls großen Anzahl von einzelnen Spulenelementen in einer fest vorgegebenen geometrischen Anordnung besteht.

10 Das erfindungsgemäße Verfahren erlaubt es, die Spulensignale der einzelnen Spulenelemente auf die im Vergleich zur Anzahl der Spulenelemente geringe Anzahl der Empfangskanäle durch gewichtete Überlagerung zu verteilen. Das erfindungsgemäße Verfahren ist sehr flexibel einsetzbar, da für jeden denkbaren Anwendungsfall durch geeignete Vorgabe der Wichtungsfaktoren, durch welche die gewichtete Überlagerung der

15 Spulensignale auf den Empfangskanälen bestimmt ist, die für die aufgenommenen MR-Signale jeweils effektiven räumlichen Empfindlichkeitsprofile mehr oder weniger nach Belieben vorgegeben werden können. Das erfindungsgemäße Verfahren kann daher zur SENSE- als auch zur SYNERGY-Bildgebung optimal genutzt werden, ohne dass es irgendeiner Anpassung oder Veränderung der Hardware des MR-Gerätes bedarf. Vorteilhaft ist dabei insbesondere auch, dass ein konventionelles MR-Gerät mit einer vergleichsweise geringen Anzahl von beispielsweise 2, 4 oder 8 separaten Empfangskanälen eingesetzt werden kann, auf welche die einzelnen Spulensignale der gegebenenfalls deutlich größeren Anzahl von Spulenelementen der HF-Spulenordnung durch gewichtete Überlagerung verteilt werden.

25

Besonders vorteilhaft ist des Weiteren, dass bei dem erfindungsgemäßen Verfahren die Wichtungsfaktoren für die gewichtete Überlagerung der Spulensignale gemäß Patentanspruch 2 auf den einzelnen Empfangskanälen derart berechnet werden können, dass das Bildrauschen in vorgebaren Bildpunkten oder Bildbereichen des rekonstruierten MR-

30 Bildes minimal ist. Hierzu können die Kenntnisse der theoretischen Grundlagen der

SENSE-Bildgebung gemäß dem oben zitierten Artikel von Pruessmann et al. herangezogen werden, um beispielsweise gemäß Patentanspruch 3 die einzelnen Wichtungsfaktoren nach Maßgabe der räumlichen Empfindlichkeitsprofile der einzelnen Spulenelemente und deren Rauschverhalten zu berechnen. Erforderlich ist es hierfür lediglich, dass einmalig die räumlichen Empfindlichkeitsprofile der einzelnen Spulenelemente der erfindungsgemäß eingesetzten HF-Spulenordnung sowie das Selbstrauschen und das kreuzkorrelierte Rauschen der einzelnen Spulenelemente genau ermittelt werden. Danach können die Wichtungsfaktoren durch Vorgabe von Bildbereichen, in denen ein minimales Bildrauschen gewünscht wird, gleichsam automatisch so berechnet werden, dass eine optimale SENSE-Bildgebung mit maximalem Reduktionsfaktor, d. h. mit minimaler Bildaufnahmezeit, gewährleistet ist.

Den einzelnen Empfangskanälen sind bei dem erfindungsgemäßen parallelen MR-Bildgebungsverfahren, wie bereits ausgeführt, jeweils effektive räumliche Empfindlichkeitsprofile zugeordnet. Diese effektiven räumlichen Empfindlichkeitsprofile können vorteilhafterweise gemäß Patentanspruch 4 mit geringem Aufwand aus den genau bekannten räumlichen Empfindlichkeitsprofilen der einzelnen Spulenelemente der HF-Spulenordnung berechnet werden, und zwar nach Maßgabe der zuvor berechneten Wichtungsfaktoren.

Zur Durchführung des erfindungsgemäßen MR-Verfahrens eignet sich ein MR-Gerät gemäß den Patentansprüchen 5 bis 7. Auf einem derartigen Gerät kann das oben beschriebene Verfahren mittels einer geeigneten Programmsteuerung der Steuerungseinrichtung und/oder der Rekonstruktions- und Visualisierungseinrichtung implementiert werden.

Das erfindungsgemäße Verfahren kann den Benutzern solcher MR-Geräte gemäß Patentanspruch 8 in Form eines entsprechenden Computerprogramms zur Verfügung gestellt werden. Ein Computerprogramm zur Optimierung des erfindungsgemäßen Einsatzes einer aus einer Mehrzahl von Spulenelementen bestehenden HF-Spulenordnung

nung für die parallele MR-Bildgebung ist Gegenstand der Patentansprüche 9 und 10. Derartige Computerprogramme können auf geeigneten Datenträgern, wie beispielsweise CD-Rom oder Diskette, gespeichert sein, oder sie können über das Internet beispielsweise auf die Steuerungseinrichtung eines MR-Gerätes herunter geladen werden.

5

Die Erfindung wird im Folgenden anhand von Ausführungsbeispielen unter Bezugnahme auf die Figuren näher erläutert.

Es zeigen:

10

Figur 1 erfindungsgemäßes MR-Gerät;

Figur 2 HF-Spulenordnung und Wichtungseinrichtung des erfindungsgemäßen MR-Gerätes.

15

Die Figur 1 zeigt ein MR-Gerät gemäß der Erfindung als Blockdiagramm. Das MR-Gerät besteht aus einer Hauptfeldspule 1 zur Erzeugung eines homogenen, statischen Magnetfeldes in einem Untersuchungsvolumen, in welchem sich ein Patient 2 befindet.

20

Das MR-Gerät weist des Weiteren Gradientenspulen 3, 4 und 5 zur Erzeugung von Magnetfeldgradienten in unterschiedlichen Raumrichtungen innerhalb des Untersuchungsvolumens auf. Mittels einer Steuerungseinrichtung 6, die über einen Gradientenverstärker 7 mit den Gradientenspulen 3, 4 und 5 verbunden ist, wird der zeitliche und räumliche Verlauf der Magnetfeldgradienten innerhalb des Untersuchungsvolumens gesteuert. Zu dem dargestellten MR-Gerät gehört ferner eine HF-Sendespule 8 zur Er-

25

zeugung von Hochfrequenzfeldern im Untersuchungsvolumen. Zur Aufnahme von MR-Signalen aus dem Untersuchungsvolumen dient eine HF-Spulenordnung 9, die aus einer in der Figur 1 nicht näher dargestellten Mehrzahl von Spulenelementen besteht.

30

Die Spulenelemente der HF-Spulenordnung 9 sind über eine Wichtungseinrichtung 10 mit einer Empfangseinheit 11 des MR-Gerätes verbunden, welche die über eine Mehrzahl von Empfangskanälen von der Wichtungseinrichtung 10 an die Empfangseinheit 11 übertragenen MR-Signale demoduliert und verstärkt. Die Wichtungseinrichtung 10 wird von der Steuerungseinrichtung 6 angesteuert, wodurch die Wichtungsfak-

toren für die gewichtete Überlagerung der mittels der einzelnen Spulenelemente der HF-Spulenordnung 9 empfangenen Spulensignale auf jedem Empfangskanal bestimmt werden. Des Weiteren steht die Steuerungseinrichtung 6 über einen Sendeverstärker 12 mit der Sendespule 8 in Verbindung. Die mittels der Empfangseinheit 11 demodulierten und verstärkten MR-Signale werden einer Rekonstruktions- und Visualisierungseinheit 13 zugeführt, mittels welcher aus den aufgenommenen MR-Signalen ein MR-Bild rekonstruiert wird, wobei den einzelnen Empfangskanälen zugeordnete effektive räumliche Empfindlichkeitsprofile, die sich aus den in der Wichtungseinrichtung 10 wirkenden Wichtungsfaktoren ergeben, berücksichtigt werden. Das rekonstruierte MR-Bild kann mittels eines Bildschirms 14 dargestellt werden. Die Steuerungseinrichtung 6 sowie die Rekonstruktions- und Visualisierungseinrichtung 13 verfügen zur Durchführung des oben beschriebenen erfindungsgemäßen MR-Bildgebungsverfahrens über eine geeignete Programmsteuerung.

15 In der Figur 2 ist die HF-Spulenordnung 9 des erfindungsgemäßen MR-Gerätes gezeigt, wobei diese aus einer Mehrzahl von einzelnen Spulenelementen besteht. Diese sind jeweils aus einer Leiterschleife 15 und einem Kondensator 16 zusammengesetzt. Die Spulensignale der einzelnen Spulenelemente liegen jeweils an den Ausgängen A, B, C, D und E der HF-Spulenordnung 9 an. Diese Spulensignale werden entsprechenden

20 Eingängen der ebenfalls in der Figur 2 dargestellten Wichtungseinrichtung 10 zugeführt. Die Wichtungseinrichtung wird, wie durch den Pfeil 17 angedeutet, von der Steuerungseinrichtung 6 des MR-Gerätes angesteuert, um die Wichtungsfaktoren vorzugeben. Nach Maßgabe dieser Wichtungsfaktoren erfolgt dann mittels der Wichtungseinrichtung 10 eine gewichtete Überlagerung der an den Eingängen A, B, C, D und E

25 der Wichtungseinrichtung 10 anliegenden Spulensignale auf zwei Empfangskanälen R und S des MR-Gerätes. Hierzu kann die Wichtungseinrichtung 10 beispielsweise digitale Signalprozessoren oder sonstige geeignete Signalverarbeitungsvorrichtung (z. B. FPGAs) umfassen. Über die Empfangskanäle R und S werden die überlagerten Spulensignale als separate MR-Signale der Empfangseinheit 11 des MR-Gerätes zur

30 weiteren Verarbeitung zugeführt.

Gemäß dem in dem oben zitierten Artikel von Pruessmann et al. beschriebenen theoretischen Formalismus werden die räumlichen Empfindlichkeitsprofile der einzelnen Spulenelemente der HF-Spulenordnung 9 durch eine Empfindlichkeitsmatrix \hat{S} berücksichtigt. Die Matrixelemente von \hat{S} geben jeweils die Empfindlichkeiten der einzelnen Spulenelemente an den Positionen einzelner Bildpunkte des zu rekonstruierenden MR-Bildes wieder. Die Wichtungsfaktoren für die gewichtete Überlagerung der Spulensignale gemäß der Erfindung können in einer Wichtungsmatrix W zusammengefasst werden, wobei die Matrixelemente von W jeweils die Wichtungsfaktoren wiedergeben, die für die Überlagerung der Spulensignale auf den einzelnen Empfangskanälen R, S wirksam sind. Die den Empfangskanälen R, S zugeordneten effektiven räumlichen Empfindlichkeitsprofile können dann berechnet werden als $S = W\hat{S}$. Die Matrixelemente einer Spulenrauschmatrix $\hat{\Psi}$ geben das Selbstrauschen und das kreuzkorrelierte Rauschen der einzelnen Spulenelemente der HF-Spulenordnung wieder. Ein optimales Signal-zu-Rausch-Verhältnis in den interessierenden Bildbereichen des zu rekonstruierenden MR-Bildes ergibt sich, wenn die Wichtungsmatrix berechnet wird als $W = \hat{S}^H \hat{\Psi}^{-1}$. Dabei ist \hat{S}^H die hermitesch adjungierte Matrix von \hat{S} , und $\hat{\Psi}^{-1}$ ist die inverse Matrix zur Spulenrauschmatrix $\hat{\Psi}$.

PATENTANSPRÜCHE

1. Paralleles MR-Bildgebungsverfahren mit den folgenden Verfahrensschritten:

- a) Anregung von Kernmagnetisierung im Untersuchungsvolumen eines MR-Gerätes durch Erzeugung wenigstens eines HF-Pulses;
- b) parallele Aufnahme von zwei oder mehr MR-Signalen aus dem Untersuchungsvolumen über zwei oder mehr Empfangskanäle (R, S) des MR-Gerätes unter Verwendung einer HF-Spulenordnung (9), die eine Anzahl von Spulenelementen (15, 16) umfasst, die größer ist als die Anzahl der Empfangskanäle (R, S), wobei auf jedem Empfangskanal (R, S) das jeweilige MR-Signal durch gewichtete Überlagerung von Spulensignalen (A, B, C, D, E) der einzelnen Spulenelemente (15, 16) gebildet wird;
- c) Rekonstruktion eines MR-Bildes aus den aufgenommenen MR-Signalen, wobei die MR-Signale unter Berücksichtigung von den einzelnen Empfangskanälen (R, S) zugeordneten effektiven räumlichen Empfindlichkeitsprofilen miteinander kombiniert werden.

15

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei die Wichtungsfaktoren für die gewichtete Überlagerung der Spulensignale (A, B, C, D, E) auf den einzelnen Empfangskanälen (R, S) derart berechnet werden, dass das Bildrauschen in vorgebbaren Bildpunkten oder Bildbereichen des rekonstruierten MR-Bildes minimal ist.

20

3. Verfahren nach Anspruch 2, wobei die Wichtungsfaktoren nach Maßgabe der räumlichen Empfindlichkeitsprofile der einzelnen Spulenelemente (15, 16) und deren Rauschverhalten berechnet werden.

4. Verfahren nach Anspruch 2 oder 3, wobei das jedem Empfangskanal (R, S) zugeordnete effektive räumliche Empfindlichkeitsprofil aus den räumlichen Empfindlichkeitsprofilen der einzelnen Spulenelemente (15, 16) der HF-Spulenordnung (9) nach Maßgabe der Wichtungsfaktoren für die gewichtete Überlagerung der Spulensignale (A, B, C, D, E) auf dem jeweiligen Empfangskanal (R, S) berechnet wird.
5. MR-Gerät mit einer Hauptfeldspule (1) zur Erzeugung eines homogenen, statischen Magnetfeldes in einem Untersuchungsvolumen, einer aus einer Mehrzahl von Spulenelementen (15, 16) bestehenden HF-Spulenordnung (9), wobei die Spulenelemente (15, 16) über eine Wichtungseinrichtung (10) mit zwei oder mehr Empfangskanälen (R, S) verbunden sind, derart, dass auf jedem Empfangskanal (R, S) ein MR-Signal durch gewichtete Überlagerung von aus dem Untersuchungsvolumen mittels der einzelnen Spulenelemente (15, 16) empfangenen Spulensignalen (A, B, C, D, E) nach Maßgabe von vorgebbaren Wichtungsfaktoren erzeugt wird, und mit einer Steuerungseinrichtung (6) zur Ansteuerung der Wichtungseinrichtung (10) sowie mit einer Rekonstruktions- und Visualisierungseinrichtung (13) zur Verarbeitung und Darstellung der MR-Signale, wobei die Steuerungseinrichtung (6) und/oder die Rekonstruktions- und Visualisierungseinrichtung (13) eine Programmsteuerung aufweisen, durch welche ein Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4 auf dem MR-Gerät ausführbar ist.
6. MR-Gerät nach Anspruch 5, wobei die Anzahl der Spulenelemente (15, 16) der HF-Spulenordnung (9) größer ist als die Anzahl der Empfangskanäle (R, S).
7. MR-Gerät nach Anspruch 5 oder 6, wobei die Wichtungseinrichtung (19) Signalprozessoren umfasst.
8. Computerprogramm für ein MR-Gerät nach einem der Ansprüche 5 bis 7, wobei durch das Computerprogramm ein Verfahren gemäß einem der Ansprüche 1 bis 4 auf der Steuerungseinrichtung und/oder der Rekonstruktions- und Visualisierungseinrichtung des MR-Gerätes implementiert wird.

9. Computerprogramm zur Optimierung des Einsatzes einer aus einer Mehrzahl von Spulenelementen bestehenden HF-Spulenordnung für die parallele MR-Bildgebung, wobei das Computerprogramm Wichtungsfaktoren für die Bildung von zwei oder mehr
- 5 MR-Signalen durch gewichtete Überlagerung von Spulensignalen der einzelnen Spulenelemente berechnet, derart, dass das Bildrauschen in vorgebbaren Bildpunkten oder Bildbereichen eines aus den MR-Signalen rekonstruierten MR-Bildes minimal ist.
10. Computerprogramm nach Anspruch 9, wobei die Wichtungsfaktoren nach Maßgabe
- 10 der räumlichen Empfindlichkeitsprofile der einzelnen Spulenelemente und deren Rauschverhalten berechnet werden.

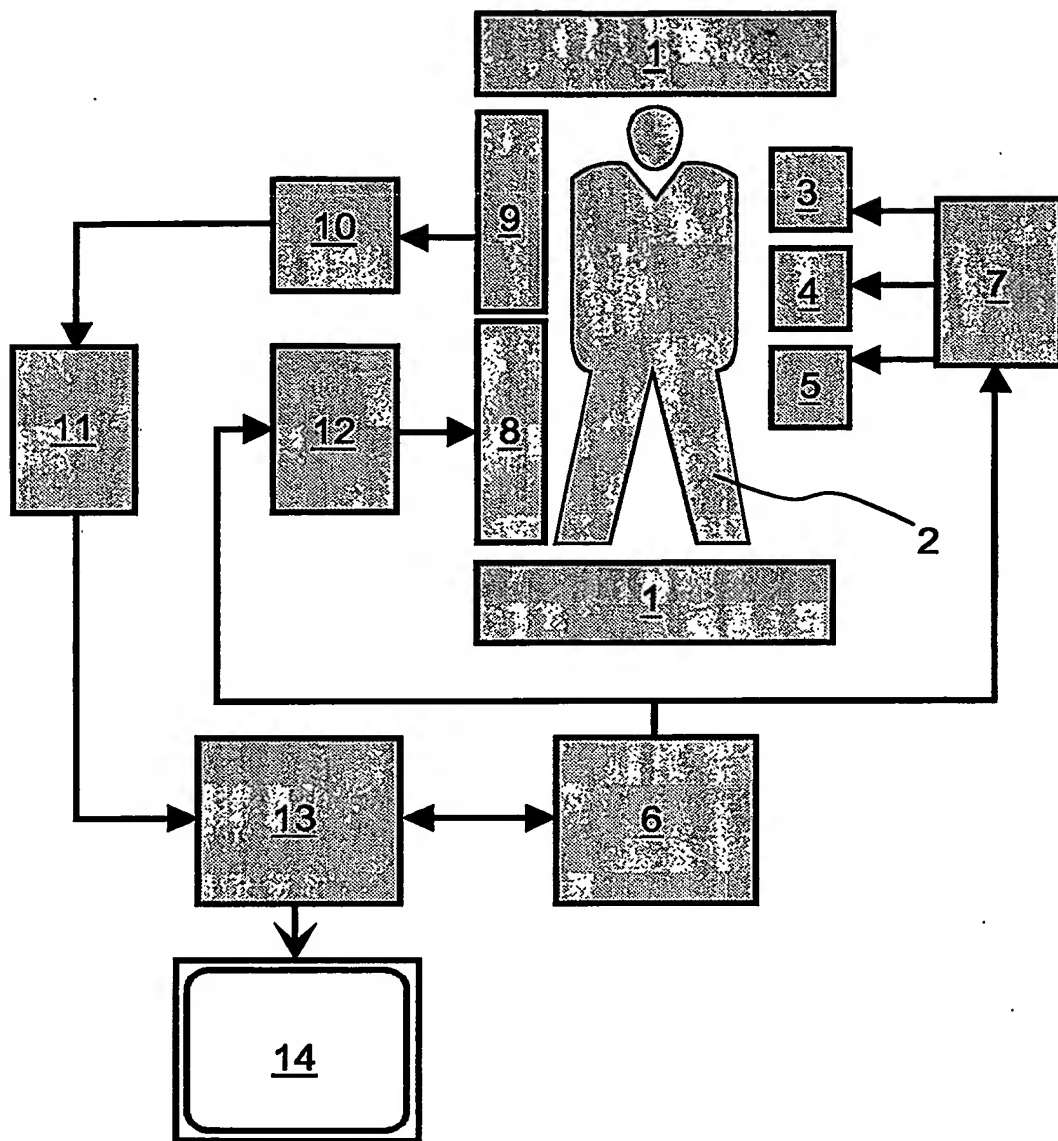
ZUSAMMENFASSUNG

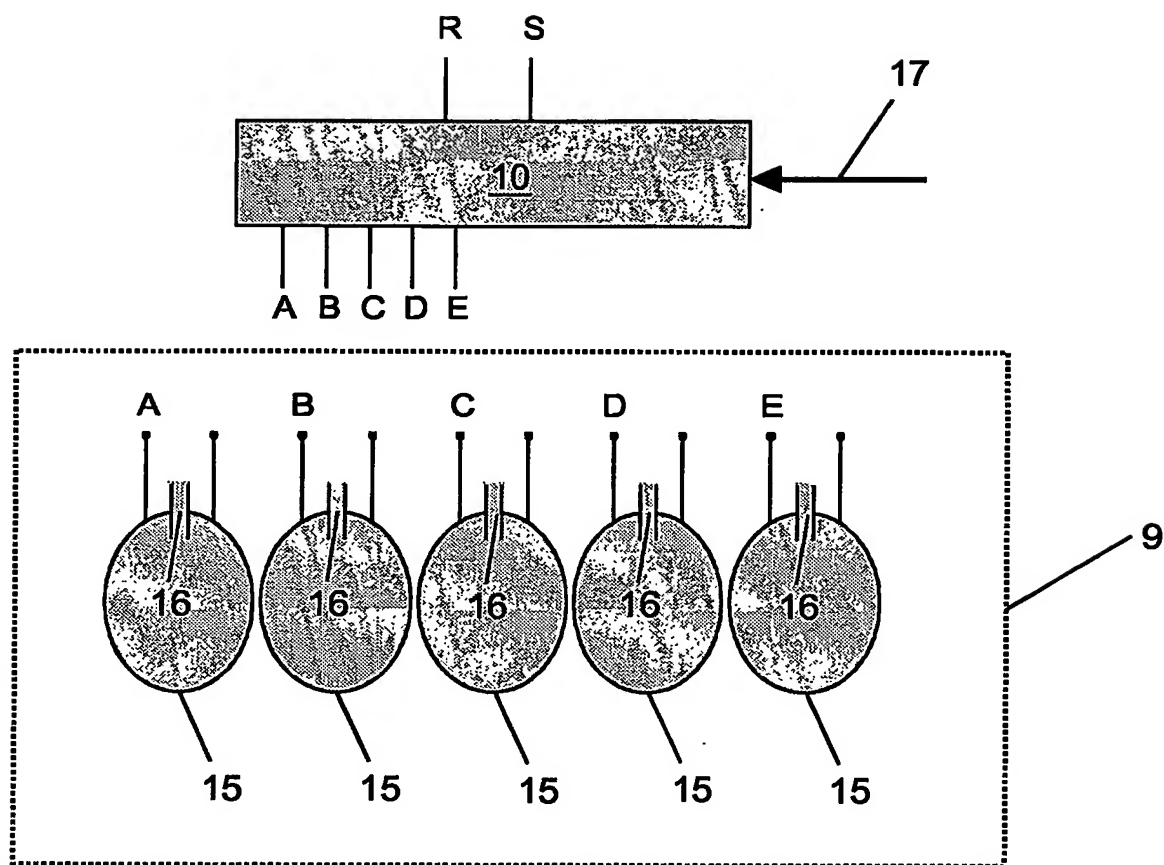
Paralleles MR-Bildgebungsverfahren

Die Erfindung betrifft ein paralleles MR-Bildgebungsverfahren, wobei Kernmagnetisierung im Untersuchungsvolumen eines MR-Gerätes durch Erzeugung wenigstens eines HF-Pulses angeregt wird. Danach werden zwei oder mehr MR-Signale aus dem Untersuchungsvolumen parallel über zwei oder mehr Empfangskanäle (R, S) des MR-Gerätes unter Verwendung einer HF-Spulenordnung (9) aufgenommen, welche eine Anzahl von Spulenelementen (15, 16) umfasst, die größer ist als die Anzahl der Empfangskanäle (R, S), wobei auf jedem Empfangskanal (R, S) das jeweilige MR-Signal durch gewichtete Überlagerung von Spulensignalen (A, B, C, D, E) der einzelnen Spulenelemente (15, 16) gebildet wird. Schließlich wird gemäß der Erfindung ein MR-Bild aus den aufgenommenen MR-Signalen rekonstruiert, wobei die MR-Signale unter Berücksichtigung von den einzelnen Empfangskanälen (R, S) zugeordneten effektiven räumlichen Empfindlichkeitsprofilen miteinander kombiniert werden.

15

Fig. 1

**Fig. 1**

**Fig. 2**

This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning Operations and is not part of the Official Record.

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☒ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☒ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☒ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☒ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.